

**Рубрика: клиническая электрофизиология**

© Г.А. АВАНЕСЯН, А.Г. ФИЛАТОВ, 2022

© АННАЛЫ АРИТМОЛОГИИ, 2022

УДК 616.125-008.313-073.43-089

DOI: 10.15275/annaritmol.2022.1.4

**БИОФИЗИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ АБЛАЦИИ  
МИОКАРДИАЛЬНОЙ ТКАНИ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ  
С ФИБРИЛЛЯЦИЕЙ ПРЕДСЕРДИЙ***Тип статьи: обзорная статья***Г.А. Аванесян, А.Г. Филатов**

ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева» (президент – академик РАН Л.А. Бокерия) Минздрава России, Рублевское ш., 135, Москва, 121552, Российская Федерация

Аванесян Грайр Араратович, аспирант; orcid.org/0000-0001-5367-8382, e-mail: grair707@mail.ru

Филатов Андрей Геннадьевич, доктор мед. наук, заведующий отделением; orcid.org/0000-0002-7026-7814

*Фибрилляция предсердий (ФП) является наиболее распространенным типом аритмий, от которой страдают более 30 млн человек во всем мире.*

*Хирургическая абляция ФП с использованием стандартных, малоинвазивных, интервенционных методов доступа стала доступна в большинстве крупных больниц по всему миру. На сегодняшний день катетерная абляция ФП стала еще более доступной и в настоящее время является наиболее часто выполняемой процедурой для лечения ФП.*

*Свобода от ФП при катетерной абляции в лечении ФП, даже в центрах с большим опытом таких операций, составляет примерно 70%. Сообщалось, что нетрансмуральные поражения в местах абляции являются частой причиной рецидивов ФП. Поиск идеального источника энергии привел к множеству вариантов выбора методов лечения для современного электрофизиолога. Основной целью этого обзора является ознакомление читателей с достижениями в области различных источников и биофизических аспектов применения различных энергий, которые могут быть использованы для абляции ФП.*

*Ключевые слова: фибрилляция предсердий, радиочастотная абляция, абляция импульсным полем, криобаллонная абляция, механизмы деструкции ткани*

**BIOPHYSICAL ASPECTS OF MYOCARDIAL TISSUE ABLATION  
IN THE TREATMENT OF PATIENTS WITH ATRIAL FIBRILLATION****G.A. Avanesyan, A.G. Filatov**

Bakoulev National Medical Research Center for Cardiovascular Surgery, Moscow, 121552, Russian Federation

Grayr A. Avanesyan, postgraduate student; orcid.org/0000-0001-5367-8382, e-mail: grair707@mail.ru

Andrey G. Filatov, Dr. Med. Sci., Head of the Department; orcid.org/0000-0002-7026-7814

*Atrial fibrillation (AF) is the most common type of arrhythmia, affecting more than 30 million people worldwide.*

*Surgical ablation of AF using standard, minimally invasive, interventional approaches has become available in most major hospitals around the world. Today, catheter ablation of AF has become even more affordable and is currently the most commonly performed procedure for the treatment of AF.*

*The success rate of catheter ablation in the treatment of AF, even in experienced centers, is approximately 70%. It has been reported that non-transmural lesions at ablation sites are a common cause of recurrent AF. The search for the ideal source of energy has led to many treatment options for the modern electrophysiologist. The main purpose of this review is to familiarize readers with advances in various sources and biophysical aspects of the use of various energies that can be used for AF ablation.*

*Keywords: atrial fibrillation, radiofrequency ablation, pulsed field ablation, cryo-balloon ablation, mechanisms of tissue destruction*

## Введение

Фибрилляция предсердий (ФП) является наиболее распространенным типом аритмий, от которой страдают более 30 млн человек во всем мире [1].

За последние 30 лет наблюдается стремительный рост числа пациентов с диагностированными или зарегистрированными приступами ФП. Наравне с повышением заболеваемости усиливается тенденция к усовершенствованию методов диагностики и лечения ФП. Ранее пациентов с ФП лечили только применением лекарственных средств. Однако лечение пациентов с ФП претерпело значительные изменения с появлением методов хирургической и радиочастотной абляции (РЧА) в качестве эффективных методов лечения ФП.

Основная цель данного сообщения – ознакомить читателей с достижениями современной электрофизиологии в области поиска различных источников и биофизических аспектов использования «повреждающих агентов», которые могут быть применены для абляции у пациентов с ФП [2].

### Радиочастотная абляция

#### *Предпосылки и биофизика*

В годы становления катетерной абляции в качестве источника энергии для выполнения вмешательства использовали постоянный ток и химическую энергию. Появление РЧА стало существенным достижением в этой области, и в настоящее время радиочастоты (РЧ) являются предпочтительным источником энергии в большинстве электрофизиологических лабораторий по всему миру. В полосе РЧ для абляции используют частоты от 30 до 30 000 кГц, при этом наиболее распространенной рабочей частотой является 550 кГц. РЧ-энергия подается переменным током через небольшой зонд, что увеличивает плотность тока. Ток проходит от наконечника электрода через корпус к дисперсионной заземляющей пластине, расположенной в области спины. Ткань разрушается благодаря термическому повреждению, точнее, резистивный нагрев, который относится к прямому нагреву, разрушает тонкую кромку прилегающей ткани глубиной до 1 мм. Более глубокие слои не нагреваются из-за явления рассеивания энергии с расстоянием. Механизм глубокого нагрева тканей заключается в пассивном проведении нагрева от поверхностных слоев. Проникающий

нагрев оказывает большее влияние на объем поражения, чем резистивный нагрев. Клиническая корреляционная сила контакта «contact force», или «сила контакта» (СК) и продолжительности, являются жизненно важными компонентами в РЧА. Сила приводит к эффективному резистивному нагреву, а от продолжительности зависит нагрев более глубоких слоев с помощью проникающего нагрева. На практике СК от 10 до 20 г в течение 30–60 с создает эффективные повреждения [3–6].

#### *Клеточные изменения во время абляции*

Ткань миокарда подвергается необратимому повреждению при температурах выше 50 °С, что приводит к коагуляции и разрушению клеточных структур. В острой фазе способность клетки поглощать кальций нарушается из-за нарушения саркоплазматического ретикулума. Рассеивание энергии происходит из-за конвективных эффектов крови на поверхности эндокарда, а также кровеносных сосудов в эпикарде, которые могут выступать в качестве поглотителей тепловой энергии. Со временем эта ткань заменяется коллагеновым рубцом и фибрином. Если температура клетки не достигает 45–50 °С, повреждение может быть обратимым и привести к рецидиву после первоначально успешной абляции [4].

При использовании неорошаемых (конвекционных) катетеров при достижении максимальной температуры контакта с электродом 100 °С сывороточные белки денатурируются и прилипают к наконечнику электрода, образуя изолирующее покрытие. Если это наблюдается, выходную мощность следует быстро уменьшить, чтобы избежать внезапного повышения импеданса, что может привести к обугливанию, прилипанию тканей и даже образованию тромбов.

#### *Факторы, определяющие размер поражения*

На размер поражения при РЧА может влиять множество факторов. Большая СК, большая продолжительность, более высокая мощность и температура электрода – все это приводит к более глубокому поражению. Большие электроды с большим диаметром источника могут пропорционально увеличить размер поражения. Более высокая мощность увеличивает размер поражения в результате как увеличения диаметра источника тепла, так и повышения температуры источника. Униполярная абляция хорошо контролируется, но для развития поражения мо-

жет потребоваться больше времени. Для получения повреждения глубиной от 3 до 6 мм требуется применение РЧ при 80 °С в течение 1 мин. Оператор должен соблюдать осторожность, поскольку максимальная температура ткани не возникает в точке контакта с катетером, это происходит непосредственно под контактной поверхностью, что создает риск термического повреждения соседних тканей, особенно в тонкостенных конструкциях. Конвективное охлаждение и сопротивление тканей могут служить барьером для эффективной абляции. Наука о РЧ была пересмотрена за последние 5 лет с появлением катетеров, чувствительных к СК. Установлено, что, хотя СК является критическим фактором при определении размера поражения, целью должно быть качество контакта с катетером. Качество учитывает пространственно-временную динамику, такую как стабильность катетера, частоту сердечных сокращений и дыхательных движений [5].

Для решения проблемы достижения эффективной температуры ткани без повышения импеданса и образования обугливания были изобретены системы орошаемых катетеров, которые сегодня являются основными электро-

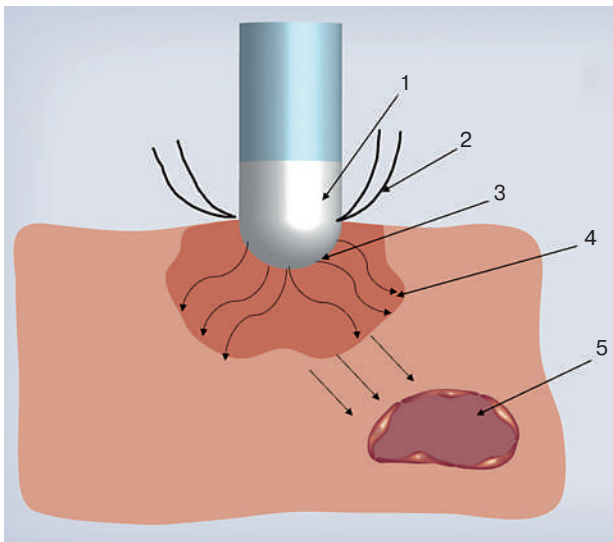


Рис. 1. Биофизика радиочастотного нагрева: показаны области резистивного и кондуктивного нагрева ткани и конвективных потерь тепла из ткани в пул циркулирующей крови и эпикардиальные коронарные артерии при подаче радиочастотного тока в эндокард с использованием обычного катетера с электродом с кончиком 4 мм

1 – абляционный электрод; 2 – конвективная потеря тепла в бассейн циркулирующей крови; 3 – резистивный (объемный) нагрев крови и ткани; 4 – кондуктивный теплообмен в ткани; 5 – конвективная потеря тепла в эпикардиальную коронарную

дамы, используемыми для выполнения РЧА, особенно у пациентов с ФП. При орошаемой абляции эффект резистивного нагрева может быть достигнут на 3–4 мм ниже контактной поверхности. Но при использовании орошаемых катетеров температура наконечника электрода не является идеальным фактором, определяющим образование поражения. Обычные настройки для орошаемых катетеров включают 25 Вт, 50 мл/мин орошения физиологическим раствором с поражениями глубиной от 4 до 5 мм, которые могут быть созданы в течение 20 с [6].

Необходимо соблюдать осторожность, особенно при использовании орошаемых катетеров при оценке температуры тканей. Если температура превышает 100 °С, образуется внутримиокардиальный пар, что может привести к появлению паровых хлопков, рассечению вдоль мышечных плоскостей и перфорации или тампонаде (рис. 1).

#### *Усовершенствование в радиочастотной технологии*

Ввиду длительного времени процедуры при обычной точечной РЧА были разработаны кольцевые катетеры с несколькими электродами, которые одновременно могли создавать длинные непрерывные очаги поражения. Эти катетеры также были оснащены фазированием рабочего цикла, что позволяло чередовать однополярную и биполярную подачу энергии [8]. Несмотря на то что было отмечено уменьшение времени рентгеноскопии, были высказаны опасения по поводу большего риска бессимптомной эмболизации головного мозга с использованием неорошаемых многоэлектродных катетеров. Дальнейшее усовершенствование технологии катетеров привело к созданию катетера с алмазным наконечником для охлаждения поверхности и 6 перфорациями в кончике катетера, которые могут выполнять орошаемую РЧА с регулируемой температурой для изоляции легочных вен (ЛВ). Эти катетерные системы могут обеспечивать динамическую модуляцию мощности на основе контактных и точных температур наконечника для безопасного и эффективного поражения.

Обсуждение РЧА является неполным без упоминания о недавних стратегиях, которые бросают вызов традиционным соотношениям резистивного и проникающего нагрева. Мощная короткая абляция (90 Вт/с) является одним из таких методов создания более широкого

поражения, который является трансмуральным. Мощный кратковременный источник питания может быть возможным вариантом для абляции, но на данный период времени электроды с применением системы СК имеют приоритетное значение [9].

#### *Преимущества и недостатки метода*

РЧА – это простой и эффективный метод создания непрерывного и трансмурального повреждения тканей. Он был опробован и протестирован в течение многих лет клинического применения. Существует множество различных форм и конструкций катетеров, подходящих для различных анатомических особенностей и предпочтений хирурга. Недостатки использования РЧА связаны с термической задержкой тепловой энергии в миокарде и отсутствием тканевой специфичности. Поскольку нагрев определяет большую часть объема и глубину поражения, температура тканей продолжает повышаться даже после прекращения абляции. В связи с этим дальнейшая термическая травма может привести к разрушению прилегающих тканей.

Потенциальными осложнениями могут быть развитие стеноза ЛВ, предсердно-пищеводного свища и повреждение диафрагмального нерва. РЧА считают наиболее тромбогенным источником энергии. В результате сопутствующего обугливания тканей РЧА может привести к образованию внутрисердечного тромба и в дальнейшем к инсульту [12].

### **Криоабляция**

#### *Предпосылки и биофизика*

Криоабляция с использованием экстремального охлаждения вызывает некроз тканей мио-

карда. Первоначальное применение криоабляции было продемонстрировано в 1980 г. при хирургической абляции дополнительно предсердно-желудочкового соединения. Криоабляция получила одобрение Управления по контролю за продуктами и лекарствами (FDA) в США до применения РЧА для лечения сердечных аритмий. Однако только в 2007 г. технология криобаллонов для абляции ФП была описана в технико-экономическом обосновании и впоследствии поддержана рандомизированными контролируруемыми испытаниями. На сегодняшний день криобаллонные катетеры имеют внутренний баллон, содержащий в себе жидкий хладагент – закись азота, который доставляется и подвергается фазовому переходу в охлаждение с помощью эффекта Джоуля–Томсона. Этот процесс приводит к падению температуры почти до  $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$ , что контролируется термодатчиком, расположенным внутри баллона. Криобаллон имеет спиральный картографический катетер, проходящий через центральный просвет. Спиральный катетер снижает риск перфорации, безопасно направляя баллонный катетер в ЛВ и служит для регистрации их потенциалов [11].

Подобно РЧА, контакт необходим и для криоабляции. Методы визуализации, такие как внутрисердечная эхокардиография с цветным потоковым доплером, часто используют для подтверждения контакта криобаллона с устьем ЛВ (рис. 2).

#### *Клеточные изменения во время криоабляции*

Основным механизмом образования повреждения при криоабляции является прямое повреждение клеток. Криоабляция приводит к поэтапному разрушению тканей. В первой фазе

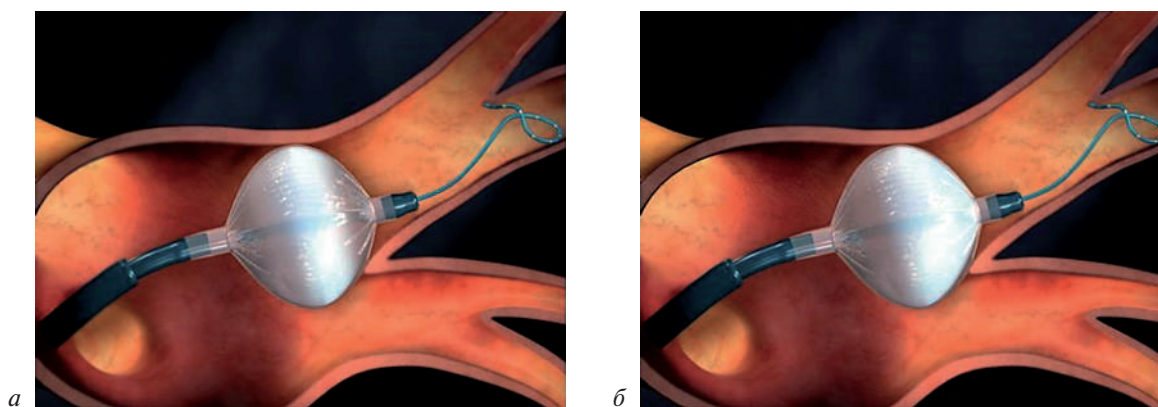


Рис. 2. По сравнению с криобаллоном первого поколения (а) криобаллон второго поколения (б) имеет однородную систему охлаждения в дистальном полушарии (фотографии использованы по согласованию с Medtronic, Миннеаполис, Миннесота, США)

замораживания происходит теплообмен между клеткой миокарда и криобаллоном, в результате чего происходит образование внеклеточных и внутриклеточных кристаллов льда. Кристаллы вызывают сжатие и осмотическое искажение клеточных мембран и внутриклеточных оргanelл в течение нескольких часов, что приводит к необратимым повреждениям. Примерно через 48 ч развитие воспаления и кровоизлияния, которое наступает во 2-й фазе воспаления, приводит к большому разрушению клеток посредством отека и апоптоза. Наступает 3-я фаза – инфильтрация тканей воспалительными клетками и фиброз в течение нескольких недель. Помимо этого, на повреждение активно влияет деструкция сосудов. В результате резкого снижения температуры происходит повреждение эндотелия сосуда, что приводит к микротромботической окклюзии и в результате к ишемическому некрозу [11–13].

Для образования внеклеточных кристаллов льда и в дальнейшем апоптоза требуются достижение определенных значений температур ( $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) и определенная продолжительность воздействия. Оптимальным является дополнительное воздействие в течение 120 с после достижения температуры  $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

#### *Факторы, определяющие размер поражения*

Как и ожидалось, применение более низких температур катетера приводит к более крупным и глубоким поражениям. Другие факторы, увеличивающие размер поражения, – быстрое охлаждение, более длительная продолжительность замораживания и большее количество пликаций. Использование повторной пликации замораживания, видимо, также уменьшает риск рецидива. Как и при РЧА, контакт с катетером является критически важным компонентом для успешной криоабляции [12].

#### *Усовершенствования в технологии криоабляции*

Криокатирование – новый практический метод, который был описан при криоабляции. Этот метод позволяет охлаждать ткань миокарда до  $-20\text{--}30\text{ }^{\circ}\text{C}$ , что позволяет избежать необратимых повреждений. С применением криокатирования оператор может наблюдать за краткими физиологическими изменениями. Если эти изменения включают сопутствующие повреждения, такие как повреждение диафрагмального нерва или повреждение коронарной артерии, полную криодеструкцию не выполняют [11].

Криобаллонные катетеры 2-го поколения оснащены несколькими струями закиси азота, которые охлаждают дистальную половину баллона [12]. Несмотря на то что эффективность пликации может быть улучшена по сравнению с криобаллонами 1-го поколения, вероятность повреждения окружающих структур также имеет тенденцию к росту. В исследовании «FIRE AND ICE» (Криобаллонная или радиочастотная абляция при пароксизмальной форме фибрилляции предсердий) применение криобаллонов было признано более эффективным по сравнению с РЧА у пациентов с пароксизмальной формой ФП, рефрактерной к лекарственным препаратам. Также следует отметить, что, по последним данным реестра исследований, криоабляция может быть более эффективной, при ФП чем РЧА, из-за более низких показателей восстановления миокардиальной ткани [13].

#### *Преимущества и недостатки метода*

Основным преимуществом использования криоабляции по сравнению с РЧА является способность сохранять коллаген и таким образом не нарушать архитектуру тканей. Существует окно обратимости, которое позволяет избежать серьезных осложнений при отключении криоэнергии. Криокатирование, как объяснялось ранее, является подходящим дополнением. Наиболее важной особенностью криоабляции является стабильность контакта, обеспечиваемая образованием льда, что приводит к постоянному повреждению тканей. Сокращение времени процедуры – еще одно большое стратегическое преимущество криоабляции [11, 14–16].

Катетеры для криоабляции более жесткие, чем катетеры для РЧА, и это следует учитывать, чтобы избежать перфорации ЛВ и непреднамеренного повреждения окружающих структур.

#### *Абляция импульсным полем*

##### *Предпосылки и биофизика*

Применение сильного импульсного электрического поля может вызвать повышенную проницаемость клеточной мембраны (образование пор), что приведет к необратимой электропорации. В течение многих лет этот метод используют для удаления опухолей. Интерес многих ученых к абляции импульсным полем (АИП) вызван возможностями нетеплового способа повреждения клеток, специфичностью тканей, о которой сообщается, и относительно быстрой доставкой энергии по сравнению с другими источниками [17].

Конфигурация электрода играет критическую роль в производстве электрического поля и влиянии ткани. Было описано несколько конструкций электродов: игольчатые, эпикардиальные линейные, эндокардиальные баллонные, решетчатые и круговые катетеры. На сегодняшний день наиболее изучены игольчатые и решетчатые катетеры. Игольчатый катетер размером 12-F для АИП (Farawave, Farapulse) имеет 5 шлицев, каждый из которых содержит 4 электрода. Его можно развернуть в форме лепестков цветка (рис. 3). При полном раскрытии в виде цветка диаметр дистальной части составляет 31 мм, что позволяет более плотно обхватить устье ЛВ.

Электрическое поле обычно генерируется постоянным током высокого напряжения между 2 или более электродами, устанавливает заряд через билипидный слой. В зависимости от трансмембранного напряжения при достижении критического порога заряда происходит необратимая электропорация. Большинство протоколов АИП используют ультракороткие импульсы длительностью в наносекунды на низкой частоте, чтобы предотвратить выделение тепла из-за сопротивления. Следовательно, электропорацию можно считать нетепловым источником энергии, если учитывать методы, описанные ранее в статье. Доклинические исследования АИП продемонстрировали безопасность и эффективность аблации постоянным током антрального отдела ЛВ при ФП. Также был отмечен низкий уровень риска сопутствующего повреждения прилегающих к миокарду тканей при проведении электропорации [17–19].



Рис. 3. Мультиэлектродный катетер для аблации в импульсном поле

Прямое сравнение двух методик АИП и РЧА продемонстрировало более низкую частоту стеноза ЛВ при выполнении протокола АИП. Одиночный эксперимент по применению АИП у пациентов был проведен V. Reddy et al. у больных с пароксизмальной формой ФП [20]. В этом исследовании для подачи энергии высоковольтного импульсного поля по нескольким каналам использовали специальный генератор и 2 разных типа катетеров: с эндокардиальным и эпикардиальным доступами, через управляемый интродьюсер 13F (см. рис. 3). Было выполнено программирование с различными формами сигналов и вариантами сопряжения биполярных электродов. В этом исследовании приведены данные, что АИП можно использовать для безопасного и эффективного избирательного воздействия на ткани миокарда при сокращении сопутствующего ущерба для окружающих тканей [20].

#### *Клеточные изменения во время аблации*

После применения АИП в течение нескольких наносекунд образуются микроскопические поры размером примерно 10 нм. Молекулы воды, движимые локальным трансмембранным градиентом, проникают через клеточную мембрану, ускоряя образование пор. Многочисленные исследования показали, что глубокие поражения (более 1 см) могут быть достигнуты даже при однократном применении АИП высокого напряжения. Хотя V. Reddy et al. продемонстрировали, что электропорация может вызывать воспаление и разрушение волокон миокарда, но не коагуляционный некроз [20]. M. Stewart et al. описали хроническое воспаление, пролиферацию фибробластов и образование рубцов в очагах поражения [21]. Стоит отметить, что наблюдалась различная гистологическая картина при выполнении АИП в разных исследованиях [21–24].

#### *Факторы, определяющие размер поражения*

Тканевые эффекты АИП зависят от определенных характеристик приложенного электрического поля: напряжения, частоты, полярности и длительности импульса. Одним из ключевых выводов исследований электропорации является градуированный эффект от обратимого повреждения до необратимого апоптоза в зависимости от интенсивности приложенного электрического поля. Низкая энергия может вызвать обратимое образование пор, что было

полезно в системах доставки лекарств, но более высокая энергия может привести к необратимой электропорации, апоптозу и гибели клеток [22–24].

Поскольку АИП теоретически обладает большей селективностью к тканям, возможность формирования обратимого поражения может иметь не такое большое практическое значение, как мы видим при криокартировании или РЧА. Однако это может свести к минимуму абляции, выполняемые на здоровом миокарде.

#### *Преимущества и недостатки метода*

При нынешнем уровне применения АИП, по-видимому, существует множество благоприятных факторов, которые делают этот метод потенциально безопасным. Сообщаемые преимущества АИП по сравнению с традиционными источниками энергии включают селективность тканей и потенциал для сверхскоростной изоляции ЛВ. Несмотря на все эти положительные черты АИП, как и в любой новой технологии, необходимо проявлять осторожность в отношении того, что еще может быть неизвестно. В частности, это будет включать отсутствие клинических данных с более длительным наблюдением для оценки поздних осложнений; проблемы с оборудованием, такие как повсеместная доступность специальной системы кардиогенераторов; технические факторы с возможностью титрования энергетических полей при помощи доставки энергии, что делает стандартизацию во всех системах здравоохранения тяжелой задачей [18].

#### *Лазерная абляция*

Лазеры имеют оптическое соединительное волокно и излучающий наконечник, которые производят когерентные лучи высокой энергии. В современных катетерах для лазерной абляции используют диодный лазер с длиной волны 980 нм, который поглощается в основном внутриклеточной жидкостью в ткани, что приводит к диэлектрическому нагреву. В дополнение к прямому нагреву ткань также подвергается механическим повреждениям, вызванным ударными волнами.

V. Reddy et al. описали возможность использования баллона с изменяемым диаметром, совместимого с одновременной эндоскопической визуализацией легочных вен и диодным лазером для абляции [20]. Исследователи отметили, что эффективность лазерной катетерной абляции

была хорошей, но побочные эффекты включали тампонаду сердца, повреждение диафрагмального нерва и инсульт. Последующие рандомизированные контролируемые исследования продемонстрировали неэффективность лазерной баллонной абляции по сравнению с РЧА при пароксизмальной ФП.

Изменяемый диаметр и гибкость баллона обеспечивают доступ, несмотря на различия в анатомии ЛВ. В исследуемых статьях одним из недостатков лазерной абляции было отсутствие защитного механизма при высоких температурах, что имело черты сходства при образовании деструкции и при РЧА [26]. В результате высокая энергия может вызвать образование перфорации ткани [26].

#### *Высокоинтенсивный сфокусированный ультразвук*

Высокоинтенсивный сфокусированный ультразвук (ВСУ) в диапазоне от 20 кГц до 200 МГц вызывает разрушение тканей в результате локализованного гипертермического поражения. Ультразвуковые волны, проходящие через ткани, вызывают колебания в молекулах внутриклеточной жидкости. Полученная в результате кинетическая энергия преобразуется в тепловое повреждение. Соответственно, если мощность источника слишком высока, это может привести к избыточному сдвигу тканей и повреждению сопутствующих структур. Хотя сила прижатия не является необходимым условием для абляции, неспособность контролировать сегментарную окружающую энергию может привести к нежелательным результатам. K. Neven et al. разработали алгоритм безопасности для изоляции ЛВ на основе ВСУ, который оказался неудачным в предотвращении осложнений, таких как паралич диафрагмального нерва и предсердно-пищеводный свищ [25]. Клинические испытания с использованием абляции на основе катетера ВСУ были приостановлены из-за высокой частоты осложнений.

#### *Микроволновая абляция*

Подобно лазеру и ВСУ, микроволны могут вызывать колебания молекул внутриклеточной жидкости в миокарде, что приводит к нагреву диэлектрика без образования обугливания.

Микроволновая энергия производит нагревание, используя лучевую энергию; следовательно, возможна бесконтактная абляция. Микроволны могут обладать некоторой селективностью

к тканям из-за различий в содержании внутриклеточной жидкости, так что они проникают через ткани с низким содержанием воды, такие как жир, и поглощаются в миокарде с относительно более высоким содержанием воды, при этом происходит тепловыделение. Многообещающие результаты были получены в модели изоляции ЛВ антрального отдела *in vitro* [29, 30].

### Заключение

Несмотря на десятилетия работы ученых, лечение пациентов с ФП остается сложной задачей. В арсенале современного электрофизиолога имеется достаточно возможностей, когда речь идет об абляции. Существует много перспективных направлений, необходимы дальнейшие исследования для уточнения существующих источников энергии и определения того, обеспечивает ли какой-либо из них оптимальный путь к долгосрочному успеху. Исследования в этой области должны быть продолжены.

**Конфликт интересов.** Конфликт интересов не заявляется.

### Библиографический список [References]

1. Chugh S.S., Havmoeller R., Narayanan K., et al. Worldwide epidemiology of atrial fibrillation: a Global Burden of Disease 2010 Study. *Circulation*. 2014; 129 (8): 837–47. DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.113.005119
2. Cappato R., Calkins H., Chen S.A. et al. Updated worldwide survey on the methods, efficacy, and safety of catheter ablation for human atrial fibrillation. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2010; 3 (1): 32–8. DOI: 10.1161/CIRCEP.109.859116
3. Packer D.L., Mark D.B., Robb R.A. et al. Effect of catheter ablation vs antiarrhythmic drug therapy on mortality, stroke, bleeding, and cardiac arrest among patients with atrial fibrillation: the CABANA randomized clinical trial. *JAMA*. 2019; 321 (13): 1261–74. DOI: 10.1001/jama.2019.0693
4. Haines D.E. The biophysics of radiofrequency catheter ablation in the heart: the importance of temperature monitoring. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1993; 16 (3 Pt 2): 586–91. DOI: 10.1111/j.1540-8159.1993.tb01630.x
5. Calkins H., Hindricks G., Cappato R. et al. 2017 HRS/EHRA/ECAS/APHS/SOLAECE expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation. *Europace*. 2018; 20 (1): e1–e160. DOI: 10.1093/europace/eux274
6. Tilz R.R., Heeger C.H., Wick A. et al. Ten-year clinical outcome after circumferential pulmonary vein isolation utilizing the hampburg approach in patients with symptomatic drug-refractory paroxysmal atrial fibrillation. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2018; 11 (2): e005250. DOI: 10.1161/CIRCEP.117.005250
7. Филатов А.Г., Шалов Р.З., Сабиров Ш.Н. Случай одномоментного эндокардиального и эпикардиального картирования левого предсердия при выполнении операции «Лабиринт ППБ». *Анналы аритмологии*. 2019; 16 (2): 96–102. DOI: 10.15275/annaritm.2019.2.67. Filatov A.G., Shalov R.Z., Sabirov Sh.N. A case of simultaneous endocardial and epicardial mapping of the left atrium during the operation "Labyrinth IIIB". *Annals of Arrhythmology*. 2019; 16 (2): 96–102 (in Russ.). DOI: 10.15275/annaritm.2019.2.67
8. Fredersdorf S., Weber S., Jilek C. et al. Safe and rapid isolation of pulmonary veins using a novel circular ablation catheter and duty-cycled RF generator. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2009; 20 (10): 1097–101. DOI: 10.1111/j.1540-8167.2009.01501.x
9. Kotadia I.D., Williams S.E., O'Neill M. High-power, short-duration radiofrequency ablation for the treatment of AF. *Arrhythm. Electrophysiol. Rev.* 2020; 8 (4): 265–72. DOI: 10.15420/aer.2019.09
10. Chen Y.H., Lu Z.Y., Xiang Y. et al. Cryoablation vs. radiofrequency ablation for treatment of paroxysmal atrial fibrillation: a systematic review and meta-analysis. *Europace*. 2017; 19 (5): 784–94. DOI: 10.1093/europace/euw330
11. Kowligi G.N., Kapa S. Advances in atrial fibrillation ablation: energy sources here to stay. *Card. Electrophysiol. Clin.* 2020; 12 (2): 167–74. DOI: 10.1016/j.ccep.2020.02.005. PMID: 32451101.
12. Knight B.P., Novak P.G., Sangrigoli R. et al. Long-Term Outcomes After Ablation for Paroxysmal Atrial Fibrillation Using the Second-Generation Cryoballoon: Final Results from STOP AF post-approval study. *JACC Clin. Electrophysiol.* 2019; 5 (3): 306–14. DOI: 10.1016/j.jacep.2018.11.006
13. Kuck K.H., Brugada J., Schlüter M. et al. The FIRE AND ICE trial: what we know, what we can still learn, and what we need to address in the future. *J. Am. Heart Assoc.* 2018; 7 (24): e010777. DOI: 10.1161/JAHA.118.010777
14. Murray M.I., Arnold A., Younis M., Varghese S., Zeiger A.M. Cryoballoon versus radiofrequency ablation for paroxysmal atrial fibrillation: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Clin. Res. Cardiol.* 2018; 107 (8): 658–69. DOI: 10.1007/s00392-018-1232-4
15. Su W., Aryana A., Passman R. et al. Cryoballoon Best Practices II: Practical guide to procedural monitoring and dosing during atrial fibrillation ablation from the perspective of experienced users. *Heart Rhythm*. 2018; 15 (9): 1348–55. DOI: 10.1016/j.hrthm.2018.04.021
16. Rubesch-Kutemeyer V., Fischbach T., Guckel D. et al. Long-term development of radiation exposure, fluoroscopy time and contrast media use in daily routine in cryoballoon ablations after implementation of intracardiac echocardiography and other radioprotective measures: experiences from a large single-centre cohort. *J. Interv. Card. Electrophysiol.* 2020; 58 (2): 169–75. DOI: 10.1007/s10840-019-00564-5
17. Аванесян Г.А., Сапарбаев А.А., Филатов А.Г., Ковалев А.С., Шалов Р.З. Абляция импульсным полем в лечении фибрилляции предсердий. *Креативная кардиология*. 2021; 15 (3): 332–41. DOI: 10.24022/1997-3187-2021-15-3-332-341. Avanesyan G.A., Saparbaev A.A., Filatov A.G., Kovalev A.S., Shalov R.Z. Pulsed field ablation in the treatment of atrial fibrillation. *Creative Cardiology*. 2021; 15 (3): 332–41 (in Russ.). DOI: 10.24022/1997-3187-2021-15-3-332-341
18. Bradley C.J., Haines D.E. Pulsed field ablation for pulmonary vein isolation in the treatment of atrial fibrillation. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2020; 31 (8): 2136–47. DOI: 10.1111/jce.14414
19. Yavin H., Brem E., Zilberman I. et al. Circular multielectrode pulsed field ablation catheter lasso pulsed field ablation: lesion characteristics, durability, and effect on neighboring structures. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2021; 14 (2): e009229. DOI: 10.1161/CIRCEP.120.009229
20. Reddy V.Y., Anter E., Rackauskas G. et al. Lattice-tip focal ablation catheter that toggles between radiofrequency and pulsed field energy to treat atrial fibrillation: a first-in-human trial. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2020; 13 (6): e008718. DOI: 10.1161/CIRCEP.120.008718
21. Stewart M.T., Haines D.E., Verma A. et al. Intracardiac pulsed field ablation: Proof of feasibility in a chronic porcine model. *Heart Rhythm*. 2019; 16 (5): 754–64. DOI: 10.1016/j.hrthm.2018.10.030
22. Stewart M.T., Haines D.E., Miklavčič D. et al. Safety and chronic lesion characterization of pulsed field ablation in a



- Porcine model. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2021; 32 (4): 958–69. DOI: 10.1111/jce.14980
23. Zhu T., Wang Z., Wang S. et al. Pulsed Field Ablation of Superior Vena Cava: Feasibility and Safety of Pulsed Field Ablation. *Front. Cardiovasc. Med.* 2021; 8: 698716. DOI: 10.3389/fcvm.2021.698716
24. Caluori G., Odehnalova E., Jadczyk T. et al. AC Pulsed field ablation is feasible and safe in atrial and ventricular settings: a proof-of-concept chronic animal study. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 2020; 8: 552357. DOI: 10.3389/fbioe.2020.552357
25. Neven K., van Es R., van Driel V. et al. Acute and long-term effects of full-power electroporation ablation directly on the porcine esophagus. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2017; 10 (5): e004672. DOI: 10.1161/CIRCEP.116.004672
26. Williams M.R., Casher J.M., Russo M.J. et al. Laser energy source in surgical atrial fibrillation ablation: preclinical experience. *Ann. Thorac. Surg.* 2006; 82 (6): 2260–4. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2006.04.035
27. Mitnovetski S., Almeida A.A., Goldstein J. et al. Epicardial high-intensity focused ultrasound cardiac ablation for surgical treatment of atrial fibrillation. *Heart Lung. Circ.* 2009; 18 (1): 28–31. DOI: 10.1016/j.hlc.2008.08.003
28. Rottner L., Metzner A., Ouyang F. et al. Direct comparison of point-by-point and rapid ultra-high-resolution electroanatomical mapping in patients scheduled for ablation of atrial fibrillation. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2017; 28 (3): 289–97. DOI: 10.1111/jce.13160
29. Qian P., Barry M.A., Nguyen T. et al. A novel microwave catheter can perform noncontact circumferential endocardial ablation in a model of pulmonary vein isolation. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2015; 26 (7): 799–804. DOI: 10.1111/jce.12683
30. Ковалев А.С., Филатов А.Г., Бокерия О.Л., Бокерия Л.А. Этапный подход к интервенционному лечению идиопатической персистирующей формы фибрилляции предсердий (результаты пилотного исследования). *Анналы аритмологии.* 2019; 16 (1): 42–6. DOI: 10.15275/annaritmol.2019.1.6
- Kovalev A.S., Filatov A.G., Bokeriya O.L., Bokeriya L.A. Stepwise approach to interventional treatment of idiopathic persistent atrial fibrillation (results of a pilot study). *Annals of Arrhythmology.* 2019; 16 (1): 42–6 (in Russ.). DOI: 10.15275/annaritmol.2019.1.6

Поступила 09.12.2021

Принята к печати 17.02.2022